

PCT/JP 2004/005781

日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

22. 4. 2004

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日      2 0 0 4 年   4 月 1 9 日   -  
Date of Application:

REC'D 01 JUL 2004

出 願 番 号      特 願 2 0 0 4 - 1 2 2 7 2 3  
Application Number:  
[ST. 10/C] :      [ J P 2 0 0 4 - 1 2 2 7 2 3 ]

WIPO

PCT

出 願 人  
Applicant(s):

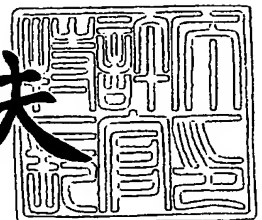
株式会社日立メディコ  
株式会社日立製作所  
日立エンジニアリング株式会社

PRIORITY DOCUMENT  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH  
RULE 17.1(a) OR (b)

2 0 0 4 年   6 月   4 日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

今 井 康 夫



出証番号   出証特 2 0 0 4 - 3 0 4 8 2 5 2

【書類名】 特許願  
【整理番号】 H04002  
【提出日】 平成16年 4月19日  
【あて先】 特許庁長官殿  
【国際特許分類】 A61B 5/055  
【発明者】  
    【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社 日立メディ  
        コ内  
    【氏名】 榊原 健二  
【発明者】  
    【住所又は居所】 茨城県日立市幸町3-2-1 日立エンジニアリング株式会社内  
    【氏名】 鈴木 邦仁  
【発明者】  
    【住所又は居所】 茨城県日立市幸町3-1-1 株式会社日立製作所 原子力事業  
        部内  
    【氏名】 渡邊 洋之  
【発明者】  
    【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社 日立メディ  
        コ内  
    【氏名】 竹島 弘隆  
【特許出願人】  
    【識別番号】 000153498  
    【氏名又は名称】 株式会社 日立メディコ  
【特許出願人】  
    【識別番号】 000005108  
    【氏名又は名称】 株式会社日立製作所  
【特許出願人】  
    【識別番号】 390023928  
    【氏名又は名称】 日立エンジニアリング株式会社  
【代理人】  
    【識別番号】 100099852  
    【弁理士】  
    【氏名又は名称】 多田 公子  
【選任した代理人】  
    【識別番号】 100099760  
    【弁理士】  
    【氏名又は名称】 宮川 佳三  
【手数料の表示】  
    【予納台帳番号】 035725  
    【納付金額】 16,000円  
【提出物件の目録】  
    【物件名】 特許請求の範囲 1  
    【物件名】 明細書 1  
    【物件名】 図面 1  
    【物件名】 要約書 1

**【書類名】 特許請求の範囲****【請求項 1】**

撮像空間を挟んで対向配置された一对の静磁場発生源と、前記撮像空間に傾斜磁場を印加するためにそれぞれの前記静磁場発生源の前記撮像空間側に配置された傾斜磁場発生部とを有し、

前記静磁場発生源はそれぞれ、磁場発生コイルと、該コイルが内部に封入された密閉容器とを含み、

前記密閉容器はそれぞれ、前記撮像空間側の面に設けられた第 1 の凹部と、前記撮像空間側の面からそれに対向する面へと貫通するように設けられた 1 以上の貫通孔とを備え、

前記傾斜磁場発生部はそれぞれ、前記密閉容器の前記第 1 の凹部内に配置されて前記静磁場発生源によって支持され、前記貫通孔の少なくとも 1 つには、前記傾斜磁場発生部に電流を供給するための傾斜磁場用ケーブルが配置され、

前記密閉容器の前記撮像空間側の面に対して向かい合う面には、剛性補強部材が固定されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記密閉容器は、前記撮像空間側の面に向かい合う面に第 2 の凹部を有し、該第 2 の凹部の内側に前記剛性補強部材が配置されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 3】**

請求項 1 または 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記剛性補強部材は、板状部材および格子状部材のうち少なくとも一方を含むことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 4】**

請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記剛性補強部材の内部には、前記貫通孔に通じる少なくとも 1 つの経路が設けられ、前記経路のうちの 1 つには前記傾斜磁場用ケーブルが配置されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 5】**

請求項 4 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記傾斜磁場発生部を冷却するための冷媒を循環させる手段と、前記撮像空間に高周波磁場を発生させるための一对の高周波磁場発生部をさらに有し、

前記傾斜磁場発生部はその内部に前記冷媒を通過させる手段を備え、一对の高周波磁場発生部はそれぞれ、前記傾斜磁場発生部よりも前記撮像空間側に配置され、

前記貫通孔は 3 以上設けられ、前記傾斜磁場用ケーブル、前記傾斜磁場発生部に前記冷媒を供給するための配管、前記高周波磁場発生部に電流を供給するための高周波磁場用ケーブルは、それぞれ別々の前記貫通孔およびそれらにそれぞれ通じる別々の前記経路に配置されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 6】**

請求項 5 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記別々の経路は、前記剛性補強部材の内部で合流して、前記貫通孔の数よりも少ない数の経路となって該剛性補強部材の外部に通じる構成とされていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 7】**

請求項 6 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記合流した前記経路には、前記経路内の前記傾斜磁場用ケーブルまたは前記高周波磁場用ケーブルが通過する空間と前記配管が通過する空間とを分離する仕切りが配置され、該仕切りは熱伝導性の高い材料で構成され、

前記配管は、前記合流した前記経路内において、前記傾斜磁場用ケーブルまたは前記高周波磁場用ケーブルよりも鉛直下側に配置されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【書類名】明細書

【発明の名称】磁気共鳴イメージング装置

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI装置という。）に関する。

【背景技術】

【0002】

MRI装置には、円筒型の静磁場発生源を用いる水平磁場方式のものと、2つの静磁場発生源を対向配置する垂直磁場方式のものとがある。垂直磁場方式は、被検体に対して開放感を与え、術者が被検体にアクセスしやすいという特長がある。静磁場発生源としては、永久磁石、常電導磁石、または超電導磁石が用いられる。

【0003】

上記の垂直磁場方式のMRI装置では、2つの円盤状の静磁場発生源が上下方向に対向して配置され、その間の空間に均一静磁場領域が形成される。この均一静磁場領域に、被検体の撮像部位が配置され撮像が行われる。静磁場発生源の撮像領域側の面にはそれぞれ、被検体の撮像部位から発せられる核磁気共鳴信号（NMR信号）に位置情報を付与するための傾斜磁場発生コイルと、被検体の撮像部位に核磁気共鳴を励起する高周波電磁波を照射するための高周波コイルとが配置される。

【0004】

しかしながら、2つの静磁場発生源の間に、傾斜磁場発生コイルと高周波コイルとが配置されることにより、2つの静磁場発生源の間の空間は狭められ、開放性が低下するという問題がある。また、傾斜磁場発生コイルにはその動作のためにパルス電流が流されるため、ローレンツ力により振動が発生するが、この振動が静磁場発生源に伝わり、均一磁場領域が変動するという問題もある。

【0005】

特許文献1に開示されている静磁場発生源は、ポールピースを備える永久磁石を用いるものであり、ポールピースの中央に凹部を設けている。この凹部の中に傾斜磁場コイルと高周波コイルを収納することにより、2つの静磁場発生源の間の空間を広く確保している。その上で、傾斜磁場コイルと高周波コイルに接続される複数のケーブルおよび冷却水用配管は、ポールピースの辺縁部の一部に設けた切り欠きを通して外部に引き出している。これにより、ケーブルおよび冷却水用配管が辺縁部を乗り越えることによって、2つの静磁場発生源の間の開口が狭められないようにしている。

【0006】

特許文献2には、対向配置されている静磁場発生源の間に、複数の支柱を配置することにより、一对の静磁場発生源の剛性を向上させ、振動を低減することが開示されている。

【特許文献1】特開2003-52662号公報

【特許文献2】特開2003-220050号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上述の特許文献1のように、永久磁石を静磁場発生源とする場合には、ケーブルや冷却水用配管を通すために、ポールピースの辺縁部を切り欠くことが可能であるが、超電導磁石を静磁場発生源とする場合には、この技術を応用することはできない。その理由は、超電導磁石は、超電導コイルが冷媒とともに真空容器に封入されているためである。磁場強度を向上させるために超電導コイルは、撮像領域に近接する位置に配置されるため、ケーブル等引き出しのための切り欠きを辺縁部に設けると、超電導コイルを切り欠くことになる。このため、超電導磁石の辺縁部に切り欠きを設けることができない。

【0008】

また、上述の特許文献2では、支柱を複数にすることにより、連結された2つの超電導磁石の全体剛性を向上させることは可能であるが、それぞれの超電導磁石の真空容器に接

触している傾斜磁場コイルから直接伝搬する振動を低減する効果は小さい。

#### 【0009】

本発明は、均一静磁場領域（撮像空間）の開放性が高く、しかも、振動しにくい構造の静磁場発生装置を備えたMRI装置を提供することを目的とする。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0010】

上記目的を達成するために本発明では、一对の静磁場発生源の磁場発生コイルを内部に封入した密閉容器がそれぞれ、撮像空間側の面に設けられた第1の凹部と、撮像空間側の面からそれに対向する面へと貫通するように設けられた1以上の貫通孔とを備える構成とする。傾斜磁場発生部は、密閉容器の第1の凹部内に配置されて静磁場発生源によって支持される。貫通孔の少なくとも1つには、傾斜磁場発生部に電流を供給するための傾斜磁場用ケーブルが配置される。密閉容器の撮像空間側の面に対して向かい合う面には、剛性補強部材が固定される。貫通孔を設けたことにより、密閉容器の剛性が高まるため、傾斜磁場発生部の振動によって密閉容器に生じる振動を低減できる。また、ケーブルを貫通孔内に配置することにより、ケーブルの振動が密閉容器に伝達される現象を低減することができる。さらに、剛性補強部材を配置したことにより、密閉容器の剛性をさらに向上させることができる。しかも、剛性補強部材が配置される密閉容器の面は、撮像空間側の面に向かい合う面であるが、貫通孔が支柱として作用することにより、間接的に密閉容器の撮像空間側の面の剛性も向上する。これにより、傾斜磁場発生部が配置されている撮像空間側の面の振動を効果的に低減できる。しかも、補強部材は、撮像空間側の面には配置されないため、撮像空間を広く維持できる。

#### 【0011】

密閉容器は、撮像空間側の面に向かい合う面に第2の凹部を有する構成とすることができる。この場合、第2の凹部の内側に剛性補強部材を配置することができる。これにより、補強部材と密閉容器の全体の厚さを、低減することができる。

#### 【0012】

剛性補強部材は、板状部材および格子状部材のうち少なくとも一方を含む構成にすることができる。剛性補強部材として格子状部材を用いた場合には、密閉容器を軽量化しつつその剛性を高めることができる。すなわち、格子状部材を用いることにより、剛性補強部材を備えたことによる密閉容器の重量増を軽減することができる。

#### 【0013】

剛性補強部材の内部には、貫通孔に通じる少なくとも1つの経路が設けることが可能であり、経路のうちの1つには傾斜磁場用ケーブルが配置することができる。

#### 【0014】

貫通孔は3以上設けることが可能であり、この場合、傾斜磁場用ケーブル、傾斜磁場発生部に冷媒を供給する配管、高周波磁場発生部に電流を供給するための高周波磁場用ケーブルを、それぞれ別々の貫通孔およびそれらにそれぞれ通じる剛性補強部材内の別々の経路に配置することができる。この別々の経路は、剛性補強部材の内部で合流させることが可能であり、貫通孔の数よりも少ない数の経路となって剛性補強部材の外部に通じる構成とすることもできる。

#### 【0015】

合流した経路には、経路内の傾斜磁場用ケーブルまたは高周波磁場用ケーブルが通過する空間と配管が通過する空間とを分離する仕切りを配置することができる。これにより、傾斜磁場用ケーブルを流れる電流により生じる磁場が高周波磁場用ケーブルを流れる高周波信号に影響を与えるのを防止できる。仕切りは熱伝導性の高い材料のものをを用いることができる。これにより、配管の温度でケーブルを冷却することができる。また、配管を合流した経路内において、傾斜磁場用ケーブルまたは高周波磁場用ケーブルよりも鉛直下側に配置することが可能であり、万一、冷媒漏れが生じた場合であっても、ケーブルが濡れるのを防止できる。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0016】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態のMRI装置について説明する。

## 【0017】

(第1の実施の形態)

第1の実施の形態のMRI装置は、図1にその全体図を示したように、静磁場発生装置1と、傾斜磁場コイル21と、高周波照射コイル22と、被検体129を搭載するベッド131と、高周波受信コイル132とを有している。これらの他に制御・演算系として、傾斜磁場電源135、高周波装置134、制御装置137、演算装置128、入力装置141および表示装置130を含んでいる。また、図1に示すように、傾斜磁場コイル21に冷却水等の冷媒を供給する熱交換器4001およびポンプ4002も有している。

## 【0018】

静磁場発生装置1は、図2、図3に示したように、上下に対向して配置された一对の超電導磁石101a、101bと、それらを連結する2本の連結柱6とを有する。一对の超電導磁石101a、101bは、その間の空間に強く均一な静磁場領域(撮像領域)9を生じさせる。磁場の方向は、Z方向である。ベッド131は、被検体129を搭載し、撮像部位を均一静磁場領域9に配置する。傾斜磁場コイル21および高周波照射コイル22は、図1に示すように超電導磁石101a、101bの被検体129側(対向面側)に配置されている。高周波照射コイル22は、ラーモア周波数に等しい周波数の高周波磁場パルスを撮像部位に照射する。これにより、被検体129の原子核スピンは励起され、NMR信号を放出する。撮像部位の近傍に配置された受信コイル132は、放出されたNMR信号を検出する。傾斜磁場コイル21は、NMR信号に位置情報を付加するために、X、Y、Zの3軸方向について傾斜磁場を均一静磁場領域9に印加する。

## 【0019】

受信コイル32によって受信されたNMR信号は、高周波装置134によって検出され、演算装置128に受け渡され、画像再構成演算等が行われる。再構成された画像は、表示装置130に出力され表示される。また、高周波装置134は、受信コイル132の受信信号の検出の他に、高周波照射コイル22に高周波磁場パルスを発生させるための高周波電力の供給も行う。傾斜磁場電源135は、傾斜磁場コイル21へ電流を供給し、所定の傾斜磁場を発生させる。制御装置137は、傾斜磁場電源135および高周波装置134の動作を制御する。これにより、入力装置141を介してオペレータから指示を受けた所定の撮像パルスシーケンスを実行させる。また、演算装置128の演算処理を制御することにより、オペレータの所望の画像を再構成させる。

## 【0020】

つぎに、超電導磁石101a、101bの詳しい構造を、図3の超電導磁石101bの断面図を参照して説明する。超電導磁石101a、101bは、クライオ容器2と、その内部に収容された超電導コイル群11とを有する。クライオ容器2は、冷媒のヘリウムが充填された冷媒槽33と、その外側に所定の間隔を開けて固定された真空容器31とを含む。超電導コイル群11は、冷媒槽33の内部に配設されている。冷媒槽33と真空容器31との間に空間は所定の真空度に減圧されている。また、冷媒槽33と真空容器31との間の真空空間には、冷媒槽33を包み込むように熱輻射シールド層(図示せず)が配置されている。このような構造により、超電導コイル群11の温度を超電導転移温度以下に保持している。なお、冷媒槽33および真空容器31は、ステンレス製またはガラス繊維強化プラスチック(GFRP:Glass Fiber Reinforced Plastics)製のものをを用いることができる。

## 【0021】

超電導コイル群11は、アクティブシールド方式で漏洩磁場を防止する構成であり、静磁場領域9を形成する磁場を発生する超電導コイル12と、漏洩磁場防止のための磁場を発生するシールド用超電導コイル13と、静磁場均一度の向上のための補正用超電導コイル14とを含んでいる。シールド用超電導コイル13と補正用超電導コイル14を強磁性体に置き換えることも可能である。

## 【0022】

クライオ容器2の外形は、円柱形状であるが、均一静磁場領域9側の面（対向面）25の壁面には、図2、図3に示したように凹部3が設けられている。すなわち、対向面25を構成する真空容器31の壁面31aおよび冷媒槽33の壁面33aは、凹部3の形状に窪んでいる。傾斜磁場コイル21は、凹部3の内側に配置された固定部15によって支持され、かつ、クライオ容器2に固定されている。固定部15による傾斜磁場コイル21の固定方法としては、接着剤等による固着やボルト等による締結等を用いることができる。高周波照射コイル22は、凹部3内であって傾斜磁場コイル21のより撮像空間9側に配置されている。また、必要に応じて静磁場を補正するためのシムコイルを凹部3内に配置することもできる。このように、凹部3内に傾斜磁場コイル21と高周波照射コイル22とシムコイル等を配置することにより、上下の超電導磁石101a、101bの間の空間に、傾斜磁場コイル21と高周波照射コイル22等が突出しない。これにより、上下の超電導磁石101a、101bの間の空間を広くできるため、被検体129に開放感を与えることができる。

## 【0023】

また、図2に示したように、超電導磁石101a、101bのそれぞれのクライオ容器2は、対向面25とは逆側の面（反対向面）26に構成補強部材が固定されている。ここでは構成補強部材として、剛性の大きな材料で構成された厚板状補強部材51を用いている。厚板状補強部材51の材料は、剛性の大きな材料であればよく、例えば金属やセラミックスを用いることができる。厚板状補強部材51の厚さは、厚いほど大きな剛性が得られるので望ましいが、厚くなるほど重量も大きくなり、配置スペースも必要となるため、これらを勘案して適切な厚さのものを用いる。厚板状補強部材51の固定方法としては、例えば、クライオ容器2の反対向面26の全面または一部へ溶接または接着等により強固に固着する方法や、多数本のボルトで締結する方法を用いることができる。これにより、厚板状補強部材51は、クライオ容器2の反対向面26の剛性を補強している。

## 【0024】

また、クライオ容器2には、反対向面26から対向面25へと貫通する複数の貫通孔4が設けられている。貫通孔4の壁面は、冷媒槽33を延長した壁面33bと真空容器31を延長した壁面31bの二重構造になっており、断熱構造を維持している。これら貫通孔4の壁面は、反対向面26に対して対向面25を支持する支柱として作用する。反対向面26は、厚板状補強部材51によって剛性が高められているため、これに一端が固定された貫通孔4の壁面が、対向面25を複数箇所支持することにより、クライオ容器2の対向面25の剛性を高めることができる。

## 【0025】

超電導磁石101a、101bは、強度の大きな静磁場領域9を効率よく発生させる必要があるため、クライオ容器2の対向面25の壁面31a、33aの間隔および厚さをなるべく薄くし、超電導コイル12を静磁場領域9に近接させることが望まれる。このため、クライオ容器2の対向面25の剛性を向上させることは容易ではないが、本実施の形態では反対向面26側に厚板状補強部材51を配置して剛性を高め、反対向面26から対向面25へと貫通する貫通孔4を設けることにより、対向面25の厚さを厚くすることなく剛性を高めることができる。

## 【0026】

また、対向面25の凹部3に固定されている傾斜磁場コイル21には、傾斜磁場電源135から撮像パルスシーケンスに合わせたパルス電流が供給されるため、パルス状のローレンツ力が生じ、振動が発生することが知られている。この振動は、傾斜磁場コイル21が固定されているクライオ容器2の壁面31a、33aに伝搬するが、複数箇所に配置された貫通孔4の壁面31b、33bが支柱として支えることにより、対向面25を構成する壁面31a、33aの振動を効果的に低減することができる。

## 【0027】

なお、貫通孔4の数および配置は、傾斜磁場電源135に生じる振動周波数やクライオ



容器 2 の固有振動数、厚板状補強部材 5 1 の重量や厚さ等を考慮してシミュレーション等により、効果的に振動が抑制される数および位置を求め、それにより決定する。

#### 【0028】

一方、凹部 3 に配置する高周波照射コイル 2 2 および傾斜磁場コイル 2 1、ならびに必要なに応じて配置するシムコイルには、高周波装置 1 3 4 および傾斜磁場電源 1 3 5 等から電流を供給する配線（ケーブル）8 を接続する必要がある。また、傾斜磁場コイル 2 1 には、強度の大きな傾斜磁場を得るために短時間に大電流を供給されるため、冷却管を接続し、熱交換器 4 0 0 1 によって冷却された冷媒（例えば水）をポンプ 4 0 0 2 から供給し、コイル導体に生じるジュール熱を冷却する必要がある。よって、ケーブル 8 を 4 本～6 本と冷却管 2 本を外部から凹部 3 の内側に引き込む必要がある。ケーブル 8 や冷却管の外径は、一般的な MRI 装置では  $\phi 10\text{ mm} \sim 30\text{ mm}$  程度であるため、6～10 本となると、かなりのスペースが必要であり、クライオ容器 2 の凹部 3 の辺縁部を乗り越えさせるルートで配設すると、超電導磁石 1 0 1 a、1 0 1 b の間の空間を狭めてしまう。また、クライオ容器 2 の凹部 3 の辺縁部には、静磁場を効果的に発生させるために超電導コイル 1 2 が近接して配置されるため、辺縁部に切り欠きを設けることはできない。

#### 【0029】

そこで、本実施の形態では、ケーブル 8 および冷却管を貫通孔 4 を通して、外部から凹部 3 内へ引き込む構成を用いる。すなわち、クライオ容器 2 の貫通孔 4 と連続し、外部まで通じる貫通孔 7 1 を厚板状補強部材 5 1 に設け、貫通孔 4 および貫通孔 7 1 を配線・配管路として用いる。図 3 の例では、厚板状補強部材 5 1 のクライオ容器 2 側の面に、貫通孔 4 から外周面まで通じる溝形状の貫通孔 7 1 を設けている。貫通孔 7 の開口 7 1 a は、厚板状補強部材 5 1 の外周面に設けられている。ケーブル 8 は、開口 7 1 a から厚板状補強部材 5 1 の貫通孔 7 1 に引き込まれ、クライオ容器 2 の貫通孔 4 を通されて凹部 3 内に引き込まれ、傾斜磁場コイル 2 1 および高周波照射コイル 2 2 等に接続されている。また、図示していないが冷却管も別の貫通孔 4 および貫通孔 7 1 を通すことによって、凹部 3 内に引き込み、傾斜磁場コイル 2 1 に接続している。

#### 【0030】

これにより、ケーブル 8 および冷却管を、2 つの超電導磁石 1 0 1 a、1 0 1 b との間の空間を通すことなく、傾斜磁場コイル 2 1 および高周波照射コイル 2 2 等に接続することができるため、2 つの超電導磁石 1 0 1 a、1 0 1 b の間の空間を広く維持でき、被検者 1 2 9 に開放感を与えることができる。また、術者が被検者 1 2 9 へアクセスするのも容易になる。

#### 【0031】

上述してきたように、本実施の形態の構成によれば、クライオ容器 2 の凹部 3 に傾斜磁場コイル 2 1 および高周波照射コイル 2 2 等を配置でき、かつ、ケーブル 8 および冷却管をクライオ容器 2 の貫通孔 4 を通して凹部 3 内に引き込むことができるため、2 つの超電導磁石 1 0 1 a、1 0 1 b の間の空間を広く維持でき、被検者 1 2 9 に開放感を与えることができる。しかも、貫通孔 4 の壁面 3 1 b、3 3 b が対向面 2 5 を支持する支柱として作用するため、傾斜磁場コイル 2 1 から伝搬する振動によって対向面 2 5 に振動が生じるのを抑制することができる。よって、ケーブル 8 等の引き回しのために対向面 2 5 の辺縁部を切り欠いたり、振動抑制のために対向面 2 5 を厚くしたりする必要がないため、超電導コイル 1 2 による静磁場領域 9 の発生に影響を与えることなく、開放性の維持の効果と、振動抑制の効果とを同時に得ることができる。

#### 【0032】

厚板状補強部材 5 1 は、例えば、厚さ数十 cm にすることができ、その材質としてはステンレス等を用いることができる。クライオ容器 2 の貫通孔 4 の数は、3 本以上にすることができ、それらを点対称な位置に配置することができる。また、貫通孔 4 の直径は、クライオ容器 2 の直径に対して約 15 % 以下にすることが望ましい。その理由は、貫通孔 4 の直径が大きくなると、クライオ容器 2 の構造強度は高まるが、表面積が大きくなるために、冷媒槽 3 3 への熱浸入量が増加するためである。具体的には、本実施の形態では、貫



通孔4は、3本としており、その直径は、100mm程度にしている。クライオ容器2の直径は、一般的なMRI装置と同じく2m弱である。貫通孔4の直径が100mm程度であれば、貫通孔4を設けることより増加するクライオ容器2の壁面面積の割合はわずかであり、クライオ容器2の断熱効果はほとんど低減しない。また、100mm程度の径があれば、貫通孔4にケーブル8や冷却管をそれぞれ通すことが可能である。

#### 【0033】

上述の実施の形態では、厚板状補強部材51とクライオ容器2とを別部材とし、固着等の手段により両者を固定する構成であったが、クライオ容器2の反対向面26側の壁面（底面）を厚板状補強部材51と同様の厚さにすることにより、厚板状補強部材51とクライオ容器2とを一体にすることもできる。

#### 【0034】

また、図3の例では、厚板状補強部材51に設けた貫通孔71から外周面にケーブル8等を引き出しているが、厚板状補強部材51を厚さ方向に貫通する貫通孔71を設け、厚板状補強部材51の裏面からケーブル8および冷却管を引き出す構成にすることももちろん可能である。この場合、下側の超電導磁石101bについては、厚板状補強部材51に脚部を設け、床面との間に空間を確保することにより、ケーブル8および冷却管を容易に引き出すことができる。

#### 【0035】

貫通孔4、71の壁面と、ケーブル8または冷却管との間に、クッション部材を配置したり、接着剤を充填することにより、ケーブル8または冷却管を貫通孔4、71の壁面と固定することも可能である。これにより、傾斜磁場コイル21の振動がケーブル8や冷却管を伝わって超電導磁石101a、101bに伝導するのを低減することができる。

#### 【0036】

また、本実施の形態では、液体ヘリウム温度まで冷却するクライオ容器2であるため、貫通孔4の壁面を真空容器31の壁面31bと冷媒槽33の壁面33bの二重構造にしているが、超電導コイル群11を液体ヘリウム温度まで冷却する必要がない場合には、内周側の冷媒槽33の壁面33bを設けず、一重構造にすることも可能である。

#### 【0037】

なお、一般に超電導磁石から傾斜磁場電源135や高周波装置134へのケーブルは、床面近くに配置されるので、上部超電導磁石101aに接続するケーブル8および冷却管は、連結柱6の側面を這わせて上部超電導磁石101aまで到達させるように配置することができる。

#### 【0038】

##### （第2の実施の形態）

本発明の第2の実施の形態のMRI装置について、図4および図5（a）、（b）を用いて説明する。第2の実施の形態のMRI装置は、クライオ容器2に固定する補強部材として、第1の実施の形態で用いた厚板状補強部材51の代わりに格子状補強部材52を用いている。他の構造は、第1の実施の形態と同様である。格子状補強部材52を用いることにより、クライオ容器2の剛性を高めながら、厚板状補強部材51を用いた場合よりも重量を軽減することが可能である。また、格子の開口部分と、貫通孔4の位置とを一致させることにより、格子状補強部材52に貫通孔を設けることなく、裏面側にケーブル8および冷却管を引き出すことが可能である。また、格子状補強部材52の外周側にケーブル8等を引き出す場合にも、図4、図5（a）、（b）のように格子のいくつかに貫通孔72を設けるだけでよい。加工が容易である。ただし、振動抑制効果を高めるためには、貫通孔72はできるだけ数を少なく、かつ、直径を小さくすることが望ましい。

#### 【0039】

##### （第3の実施の形態）

第3の実施の形態のMRI装置について、図6を用いて説明する。第3の実施の形態のMRI装置は、第1の実施の形態と同様に、補強部材として厚板状補強部材51を用いるものであるが、厚板状補強部材51は複数の部材に分割されたものを用いる。図5の例で

は、円形の厚板状補強部材 51 は、2つの半円状の部材 51a、51b に予め分割されており、部材 51a と部材 51b とを、クライオ容器 2 の貫通孔 4 の開口を挟んで空隙 73 を開けて配置している。これにより、空隙 73 をケーブル 8 および冷却管を配置する経路として用いることができる。よって、図 3 のように厚板状補強部材 51 のように貫通孔 71 を形成する必要がなく、厚板状補強部材 51 の製造が容易になるという利点がある。

#### 【0040】

ただし、図 6 に示した例では、空隙 73 が厚板状補強部材 51 の中央を横切るように配置しているが、この配置に限らず、クライオ容器 2 の振動周波数や厚板状補強部材 51 の固有振動数等を考慮して、振動抑制の観点から最適な位置に空隙 73 を配置するように設計することが望ましい。

#### 【0041】

(第 4 の実施の形態)

第 4 の実施の形態の MRI 装置について、図 7 を用いて説明する。第 4 の実施の形態の MRI 装置は、クライオ容器 2 の対向面 25 側に設けた凹部 3 のみならず反対向面 26 側にも凹部 104 を設けた構造である。反対向面 26 には、格子状補強部材 52 を配置している。格子状補強部材 52 は、凹部 104 の内部にも配置されている。

#### 【0042】

一般的に、アクティブシールド方式の超電導コイル群 11 は、第 1 の実施の形態で既に述べたように、均一静磁場領域 9 に近い対向面 25 側に超電導コイル 12 が配置され、補正用超電導コイル 14 も対向面 25 側に配置される。そして、反対向面 26 側にシールド用超電導コイル 13 が配置される。このため、反対向面 26 の中央部には、コイルは配置されていないため、この部分に凹部 104 を設けることができる。これにより、凹部 104 内にも格子状補強部材 52 を配置することができるため、超電導磁石 101a、101b の厚さを薄くすることが可能である。よって、凹部 104 がない図 4 に示した構成と同じ剛性を、薄い超電導磁石 101a、101b によって得ることができる。これにより、コンパクトな超電導磁石 101a、101b を提供することが可能である。

#### 【0043】

また、凹部 104 の高さを大きく取ることにより、ケーブル 8 や配管を曲げる際に大きな曲率半径にすることが可能になる。よって、大電流が必要な傾斜磁場コイル 21 のケーブル 8 等、外径の太いケーブルも容易に配設することが可能になる。

#### 【0044】

なお、図 7 の格子状補強部材 52 に代えて、図 2 の構造の厚板状補強部材 51 や図 6 の構造の厚板状補強部材 51 を配置することも可能である。

#### 【0045】

(第 5 の実施の形態)

第 5 の実施の形態の MRI 装置について、図 8 を用いて説明する。第 5 の実施の形態の MRI 装置は、クライオ容器 2 に 3 以上の貫通孔 4 を設け、3つの貫通孔 4 にそれぞれ連結する 3つの貫通孔 71 を厚板状補強部材 51 に放射状に設けている。3つの貫通孔 71 には、それぞれ傾斜磁場コイル 21 へのケーブル 81 と、高周波照射コイル 22 へのケーブル 82 と、傾斜磁場コイル 21 への冷却管 83 とを通して配置することにより、ケーブル 81 とケーブル 82 とが近接することがないので、大電流が流れる傾斜磁場コイル 21 へのケーブル 81 から生じる誘導磁場によって、高周波照射コイル 22 へのケーブル 82 に流れる信号が影響を受けるのを防止することができる。また、冷却管 83 が配置される貫通孔 71 が、ケーブル 81、82 がそれぞれ配置される貫通孔 71 とは別であるため、万一、冷却管 83 に漏水が発生した場合であっても、ケーブル 81、82 が水で濡れる恐れがない。

#### 【0046】

また、3つの貫通孔 71 を放射状に配置したことにより、厚板状補強部材 51 の剛性の対称性を高めることができるため、傾斜磁場コイル 21 に発生させる傾斜磁場の軸によって傾斜磁場コイル 21 の振動挙動が変化した場合であっても、軸方向に関わらず振動抑制

が可能である。

#### 【0047】

また、図8に示した構成では、クライオ容器2に3以上の貫通孔4を設け、3つの貫通孔4からそれぞれケーブル81、82および冷却管83を引き出しているが、貫通孔4を中央部に1つのみ設け、この1つの貫通孔4からケーブル81、82および冷却管83を引き出すことも可能である。この場合、厚板状補強部材51の放射状の3つの貫通孔71を中央部で連結した構成とする。ケーブルが近接した部分には、ケーブル81、82、冷却管83の間をそれぞれ仕切る分離板等を配置することが望ましい。

#### 【0048】

##### (第6の実施の形態)

第6の実施の形態のMRI装置について、図9、図10、図11を用いて説明する。第6の実施の形態のMRI装置は、図9に示したようにクライオ容器2に少なくとも3つの貫通孔4を設け、厚板状補強部材51には3つの貫通孔4にそれぞれ連結する3つの貫通孔71を設けている。この3つの貫通孔71は、厚板状補強部材51の途中の合流点71cにおいて合流し、1本の径の大きな貫通孔71dになっている。径の大きな貫通孔71dの開口71bは、厚板状補強部材51の外周面に設けられている。また、径の大きな貫通孔71dの内部には、内部空間を3つに分割するための板状もしくは筒状の仕切り86が配置されている。

#### 【0049】

傾斜磁場コイル21へのケーブル81と、高周波照射コイル22へのケーブル82と、傾斜磁場コイル21への冷却管83はいずれも、開口71から厚板状補強部材51内の径の大きな貫通孔71dに引き込まれ、仕切り86によって分離された3つの空間をそれぞれ通り、合流点71cにおいて3つの貫通孔71に分岐し、クライオ容器2の別々の貫通孔4を通して、凹部3内に引き込まれる。このような構造により、一カ所の開口71bにおいて、ケーブル81、82と冷却管83とをすべて管理することができるため、管理が容易になるという利点がある。

#### 【0050】

また、本実施の形態では、図11に示したように、径の大きな貫通孔71dの内部において、仕切り86で分離された3つの空間のうち鉛直上側に位置する2つの空間をケーブル81とケーブル82とがそれぞれ通り、鉛直下側に位置する1つの空間を冷却管83が通るようにしている。これにより、万一、冷却管83に水漏れが生じた場合であっても、ケーブル81、82が濡れる恐れがないようにしている。

#### 【0051】

さらに、図11のように、冷却管83は、傾斜磁場コイル21へのケーブル81の下側の空間を通過するように配置されている。このように冷却管83を配置することにより、大電流が流れるケーブル81から生じるジュール熱を冷却管83によって冷却することができる。なお、ケーブル81の構造としては、傾斜磁場コイル21のX、Y、Zコイルへのそれぞれの給電線6本を束に配線するのではなく、図11のように一列に並べて配線することにより、冷却効率を高めることができる。仕切り86の材質は、銅やアルミ等の熱伝導性が高い金属にすることにより、冷却効率が高まる。この仕切り86は、磁気シールドとして作用するため、傾斜磁場コイル21へのケーブル81から生じる誘導電磁波がケーブル82へ影響を与えるのを防止する効果も得られる。

#### 【0052】

##### (第7の実施の形態)

第7の実施の形態のMRI装置について、図12を用いて説明する。第7の実施の形態のMRI装置は、図12に示したようにクライオ容器2の反対向面26の壁面(底面)を厚くすることにより、厚板状補強部材54を一体に形成している。この厚板状補強部材54は、貫通孔4よりも外周側のドーナツ状の領域のみ配置している。貫通孔4よりも中心側の領域には、格子状補強部材56を配置している。これにより、加工が容易な構造でありながら、クライオ容器2の反対向面26の剛性を高めている。ただし、図12において

は、連結柱 6 を省略している。

【0053】

格子状補強部材 56 は、開口の位置が貫通孔 4 の位置と一致するように配置されている。ケーブル 81、82 および冷却管 83 は、格子状補強部材 54 の開口および貫通孔 4 を通って、凹部 3 内に引き込まれている。また、図 12 のように、下側の超電導磁石 101b の下に脚部 55 を配置し、床面 57 との間に空間を作ることにより、下側の超電導磁石 101b へのケーブル 81、82 および冷却管 83 の外周面への引き回しを容易にすることができる。

【0054】

上述してきた第 1 から第 7 の実施の形態では、上側の超電導磁石 101a と下側の超電導磁石 101b で、クライオ容器 2 の補強構造を同じにしている。しかしながら、上下の超電導磁石 101a、101b で振動に対する応答は当然異なるので、上側は格子状補強部材 52 を採用し、下側は板状補強部材 51 を採用するなど、上下の超電導磁石 101a、101b で異なる補強構造を用いることもできる。また、上下の超電導磁石 101a、101b で、補強部材の寸法や材質を異ならせることも可能である。一般に重量物を超電導磁石 101a の上部に配置すると低い周波数の共振を生じやすくなるため、図 12 の実施の形態では、厚板状補強部材 51 の厚さを、下側の超電導磁石 101b と比較して、上側の超電導磁石 101a の方が薄くなるようにすることができる。

【0055】

また、第 1 ～第 7 の実施の形態では、クライオ容器 2 に対して傾斜磁場コイル 21 を固定していないが、クライオ容器 2 と傾斜磁場コイル 21 とをボルトや接着剤等により強固に固定し、一体化することも可能である。これにより、クライオ容器 2 と傾斜磁場コイル 21 の全体の剛性が向上するので、クライオ容器 2 および傾斜磁場コイル 21 全体の振動を低減することができる。

【0056】

また、第 1 ～第 7 の実施の形態では、静磁場発生装置 1 は、静磁場発生源として超電導磁石 101a、101b を用いる構成であったが、クライオ容器 2 の代わりに、常温の容器中に常電導コイルを封入した構成の常電導磁石を用いることも可能である。この場合であっても、常電導磁石の容器の構造を第 1 ～第 7 の実施の形態のように厚板状または格子状の補強部材 51、52 等と貫通孔 4 とを用いることにより剛性を向上させることができ、振動を抑制することができる。ケーブル 8 等の引き回しに貫通孔 4 を用いることができる。

【図面の簡単な説明】

【0057】

【図 1】 第 1 の実施の形態の MRI 装置の全体構成を示すブロック図。

【図 2】 第 1 の実施の形態の MRI 装置の静磁場発生装置 1 の斜視図。

【図 3】 第 1 の実施の形態の MRI 装置の下部超電導磁石 101b の部分断面図。

【図 4】 第 2 の実施の形態の MRI 装置の下部超電導磁石 101b の部分断面図。

【図 5】 (a) 第 2 の実施の形態の MRI 装置の下部超電導磁石 101b の下面図、  
(b) 下部超電導磁石の 101 の格子状補強部材 52 の部分側面図。

【図 6】 第 3 の実施の形態の MRI 装置の下部超電導磁石 101b を下面から見た断面図。

【図 7】 第 4 の実施の形態の MRI 装置の下部超電導磁石 101b の部分断面図。

【図 8】 第 5 の実施の形態の MRI 装置の下部超電導磁石 101b の下面から見た断面図。

【図 9】 第 6 の実施の形態の MRI 装置の下部超電導磁石 101b の下面から見た断面図。

【図 10】 第 6 の実施の形態の MRI 装置の下部超電導磁石 101b の下面から見た断面図。

【図 11】 第 6 の実施の形態の MRI 装置の板状補強部材 51 の開口 71b の正面図

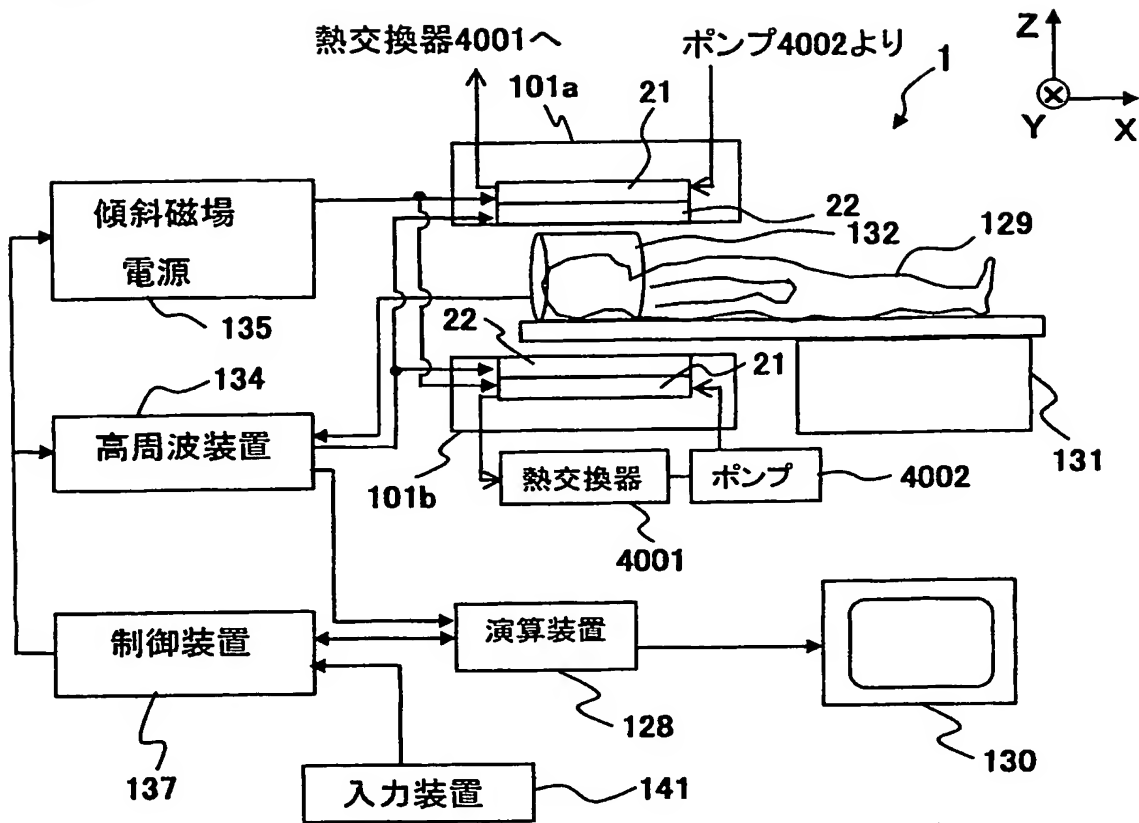
。【図 1 2】第 7 の実施の形態の M R I 装置の静磁場発生装置 1 の断面図。

【符号の説明】

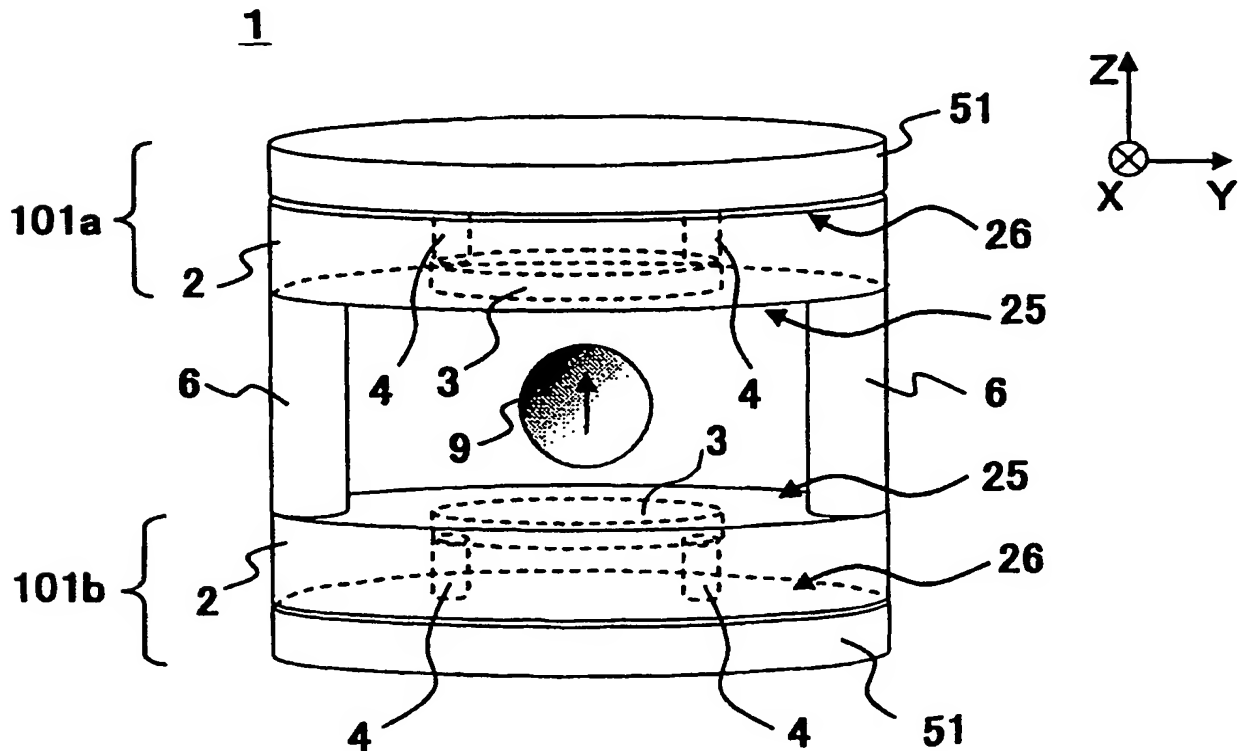
【 0 0 5 8 】

1 … 静磁場発生装置、3 … 凹部、4 … 貫通孔、6 … 連結柱、9 … 均一静磁場領域、1 1 … 超電導コイル群、1 2 … 超電導コイル、1 3 … シールド用超電導コイル、1 4 … 補正用超電導コイル、2 1 … 傾斜磁場コイル、2 2 … 高周波照射コイル、2 5 … 対向面、2 6 … 反対向面、3 1 … 真空容器、3 3 … 冷媒槽、5 1 … 厚板状補強部材、5 2 … 格子状補強部材、5 4 … 厚板状補強部材、5 5 … 脚部、5 6 … 格子状補強部材、5 7 … 床面、7 1 … 貫通孔、7 1 a … 開口、7 2 … 貫通孔、8 1、8 2 … ケーブル、8 3 … 冷却管、8 6 … 仕切り、1 0 1 a、1 0 1 b … 超電導磁石、1 2 8 … 演算装置、1 2 9 … 被検体、1 3 0 … 表示装置、1 3 2 … 高周波受信コイル、1 3 4 … 高周波装置、1 3 5 … 傾斜磁場電源、1 3 7 … 制御装置、1 4 1 … 入力装置。

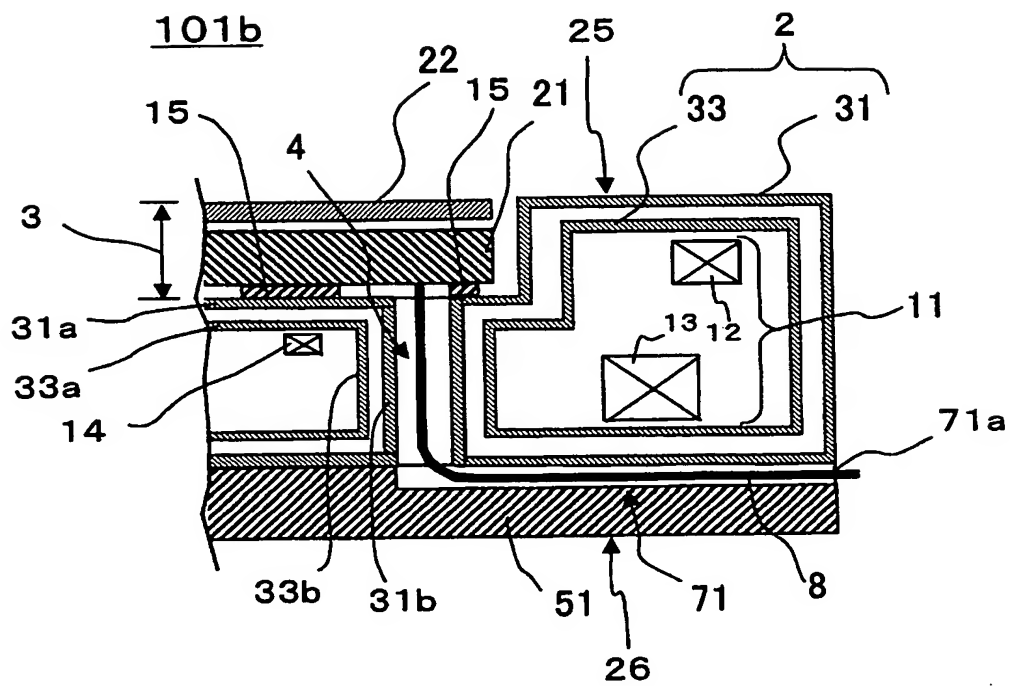
【書類名】 図面  
【図 1】



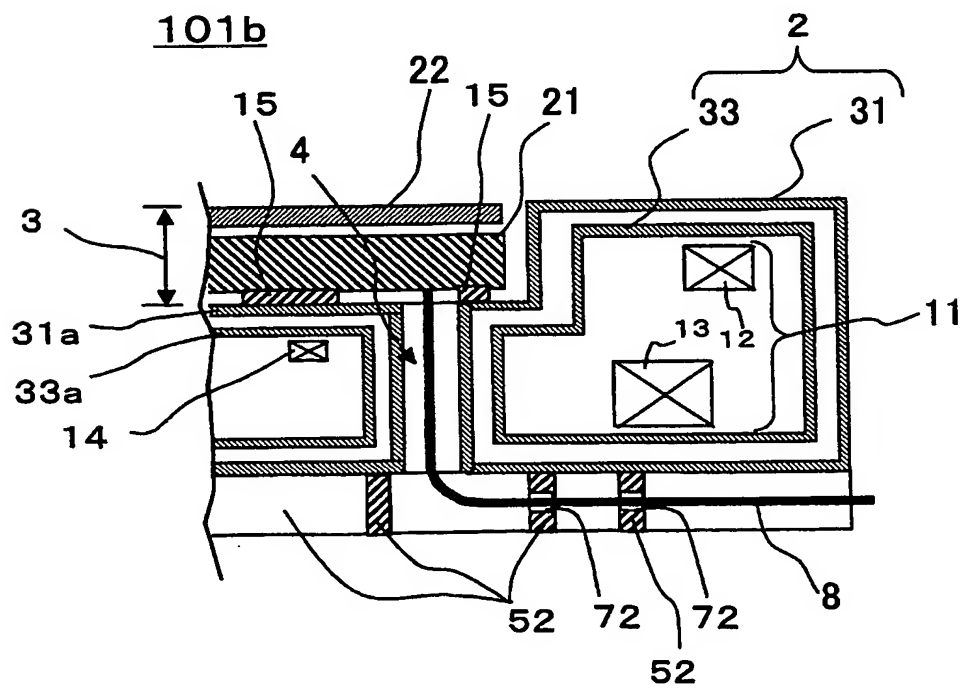
【図 2】



【圖 3】

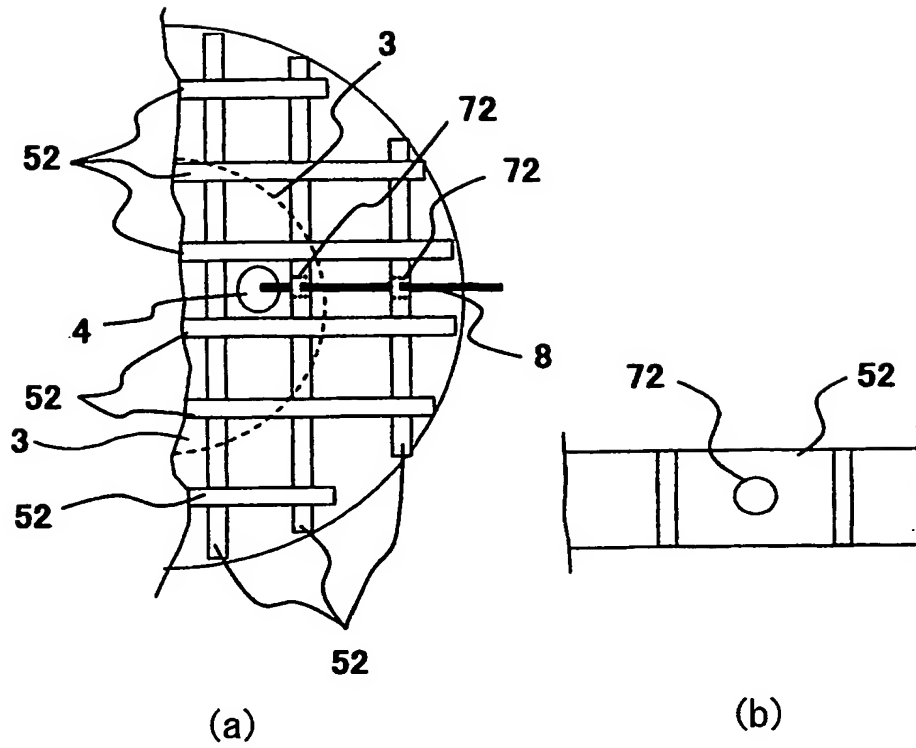


【図 4】



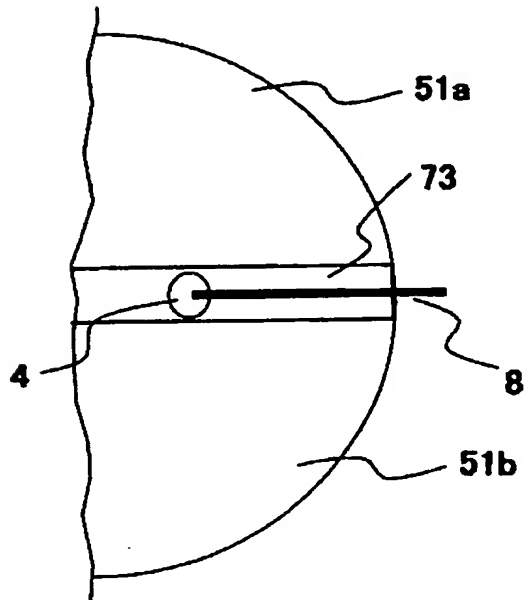


【図 5】

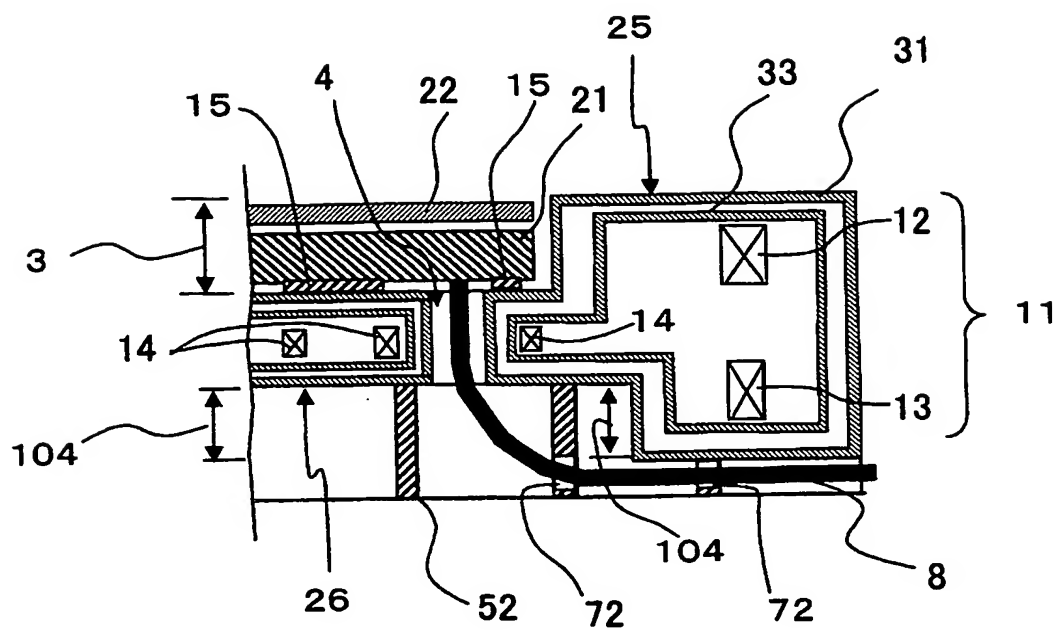


【図 6】

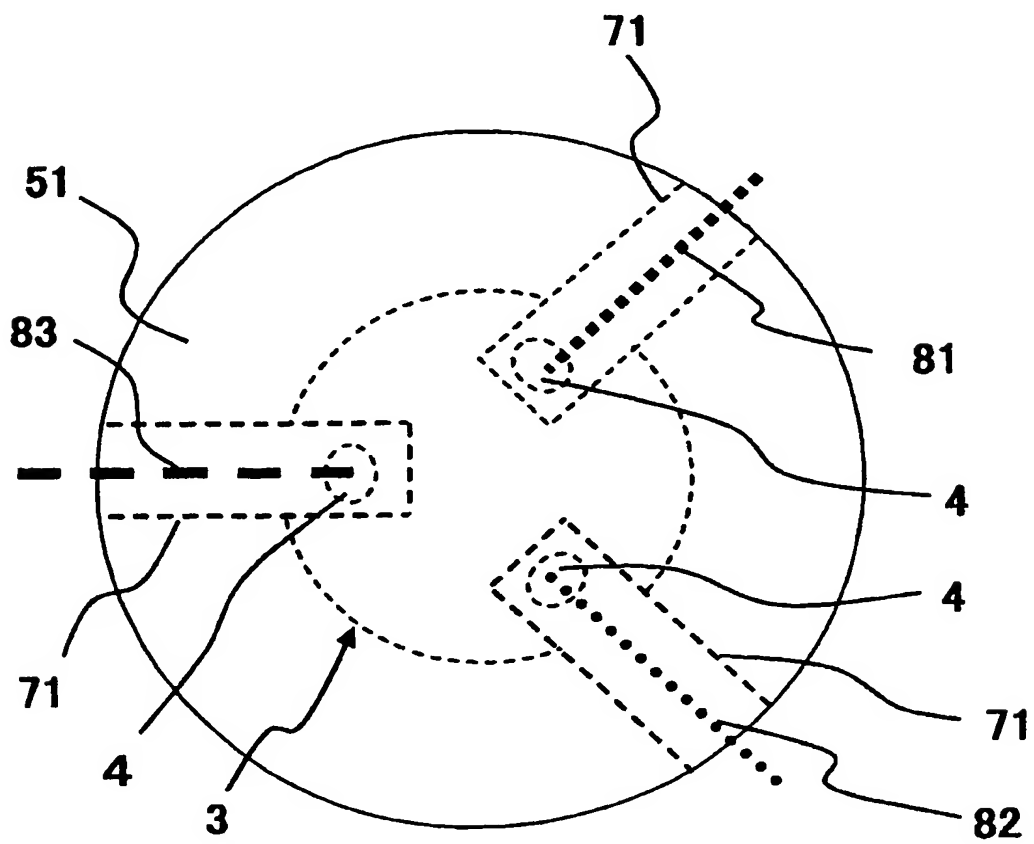
**51**



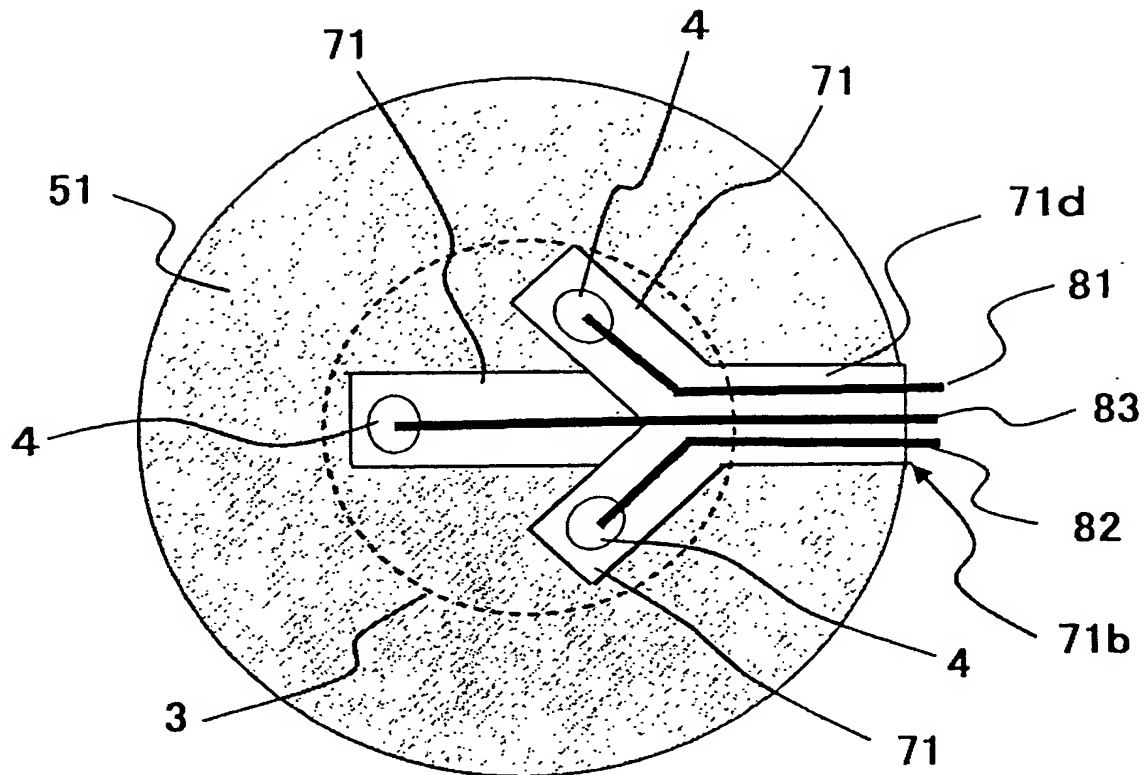
【図 7】



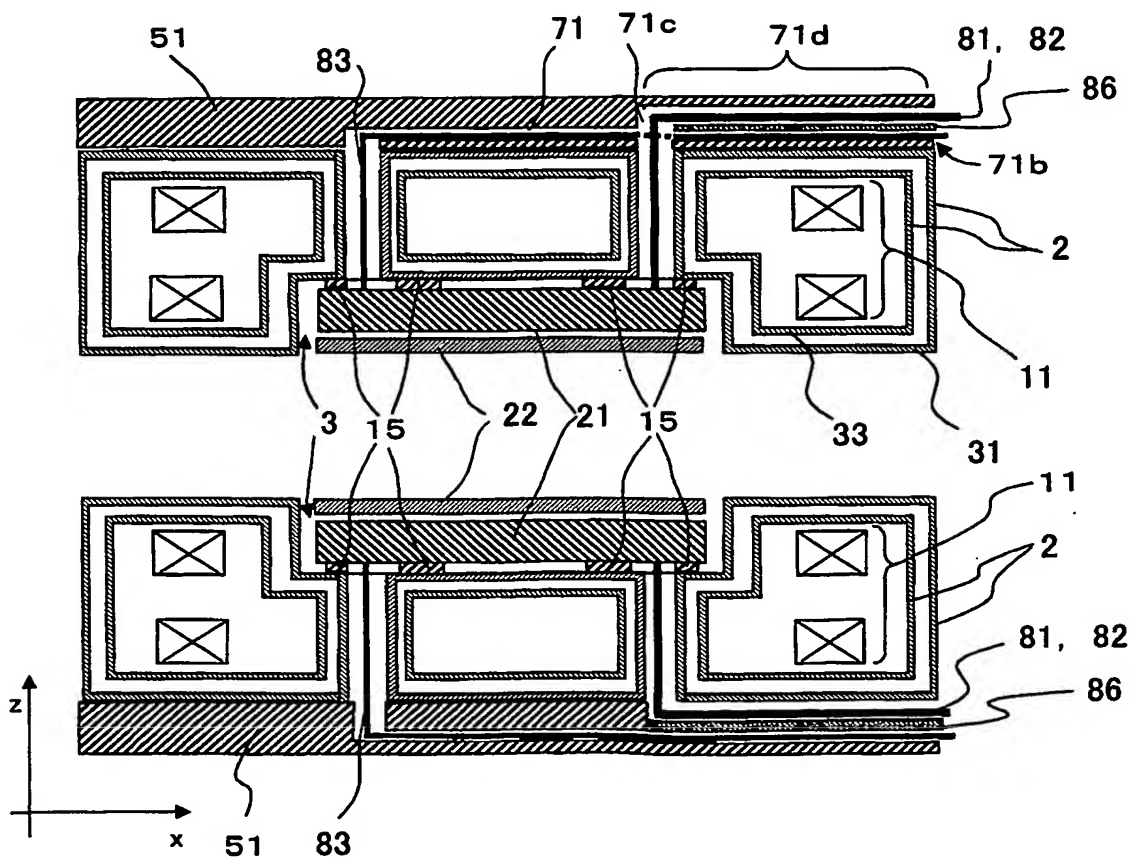
【圖 8】



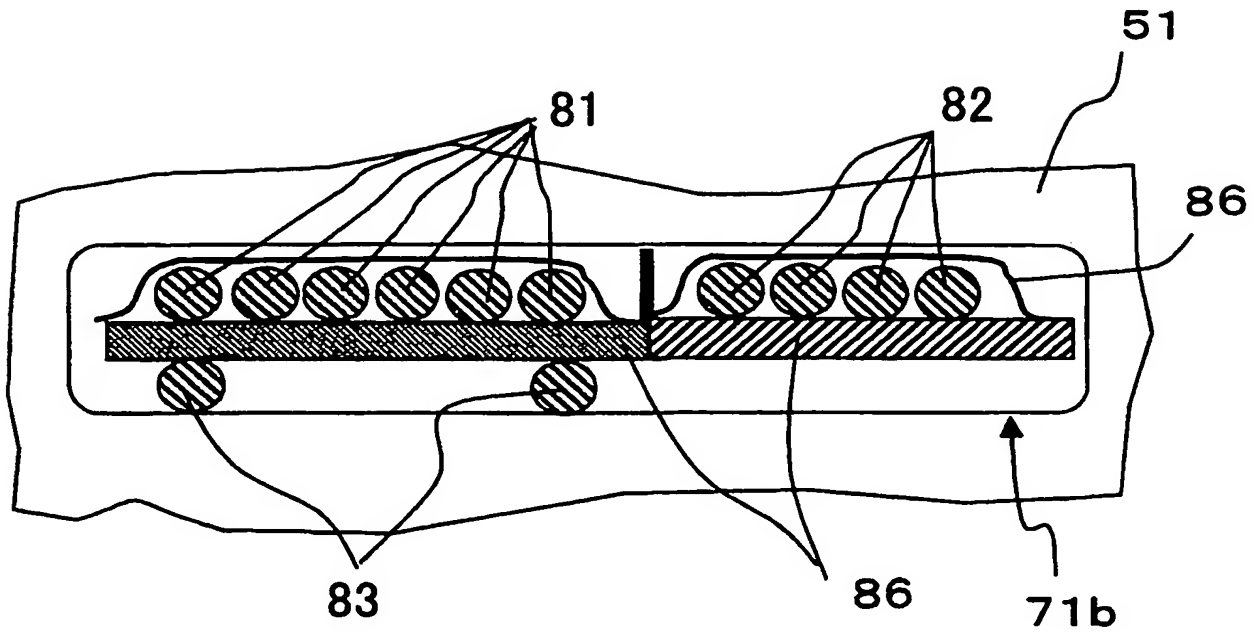
【図 9】



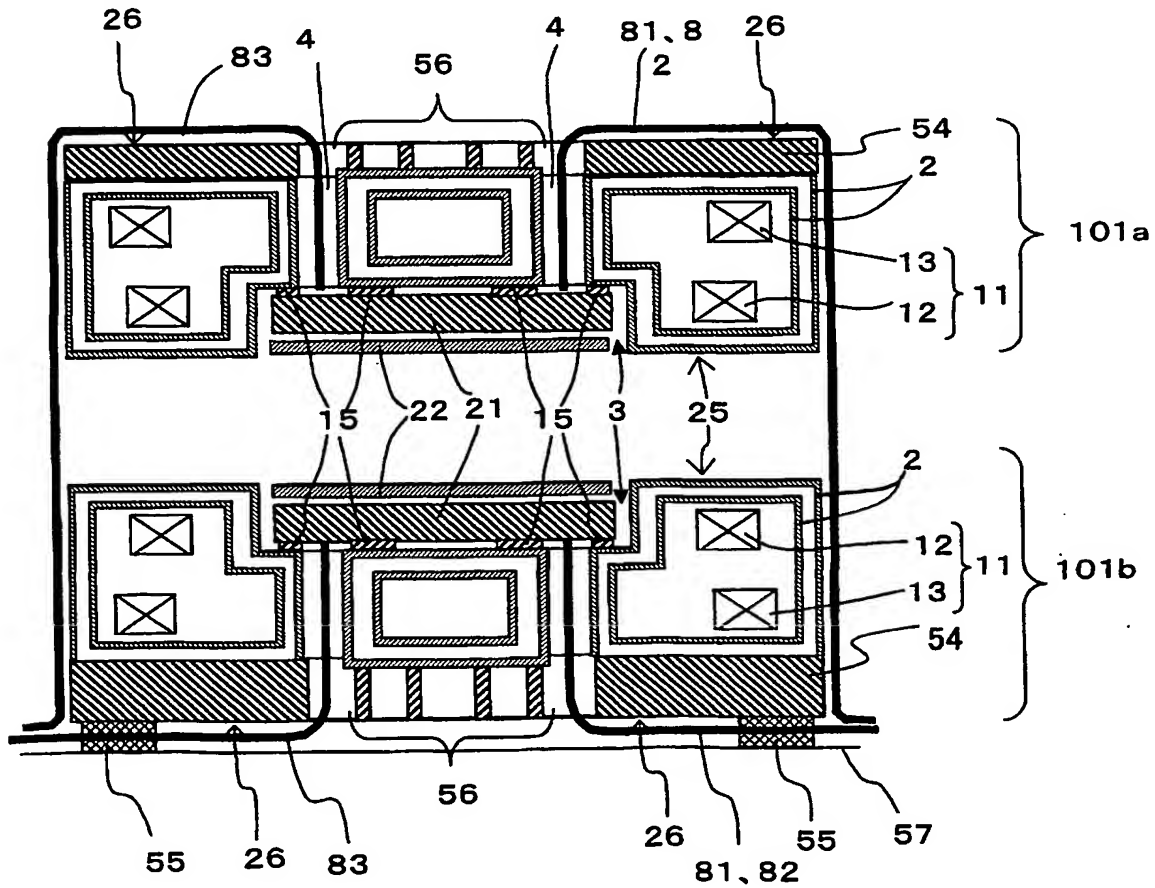
【図 10】



【図11】



【図12】



【書類名】要約書

【要約】

【課題】均一静磁場領域の開放性が高く、しかも、振動しにくい静磁場発生装置を備えたMRI装置を提供する。

【解決手段】撮像領域を挟んで対向配置された一对の超電導磁石の容器に、撮像領域側の面（対向面）側に凹部を設け、傾斜磁場発生部を配置する。超電導磁石容器の対向面からその逆側面（反対向面）へと貫通する貫通孔を設け、反対向面には、剛性向上のための補強部材を固定する。これにより、凹部に傾斜磁場発生部が配置できるとともに、貫通孔から電流供給ケーブルを引き込むことが可能になるため、撮像空間の開放性が向上する。また、貫通孔の内壁が支柱として作用するので、反対向面の剛性を高めておくことにより、対向面の剛性をも向上させることができ、傾斜磁場発生部から伝搬する振動を抑制できる。

。

【選択図】図3

特願 2 0 0 4 - 1 2 2 7 2 3

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [ 0 0 0 1 5 3 4 9 8 ]

1. 変更年月日	1 9 9 0 年 8 月 1 0 日
[変更理由]	新規登録
住 所	東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番 1 4 号
氏 名	株式会社日立メディコ

特願 2 0 0 4 - 1 2 2 7 2 3

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[ 0 0 0 0 0 5 1 0 8 ]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 3 1 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都千代田区神田駿河台 4 丁目 6 番地

氏 名

株式会社日立製作所



特願 2 0 0 4 - 1 2 2 7 2 3

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[ 3 9 0 0 2 3 9 2 8 ]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 1 1 月 2 1 日

[変更理由]

新規登録

住 所

茨城県日立市幸町 3 丁目 2 番 1 号

氏 名

日立エンジニアリング株式会社